**PERCEPÇÕES DE UTILIDADE CLÍNICA DE UMA TECNOLOGIA VESTÍVEL PARA REABILITAÇÃO E AVALIAÇÃO DO PÉ ENTRE PROFISSIONAIS DE SAÚDE**

**1. INTRODUÇÃO**

Sensores inerciais, constituídos pelo acelerômetro e giroscópio, são considerados novas tecnologias de sistemas para reabilitação motora (TAO et al., 2012). A combinação destes dois sensores possibilita obter parâmetros como velocidade, ângulo entre articulações, amplitude dos movimentos, velocidade linear e angular, estabilidade, entre outros, sem a necessidade de recorrer à vídeos cinemáticos ou referenciais externos. Essa nova abordagem está permitindo o surgimento de dispositivos vestíveis (*wearables*) para sistemas de aquisição de dados cinemáticos mais portáteis, fisicamente menores, economicamente acessíveis, e dispensando a necessidade de laboratório dedicado para a avaliação dos indivíduos (GREENE et al., 2010; BRANDES et al. 2005; JASIEWICZ et al., 2006; XU et al., 2012; TAO et al., 2012; FERRI, 2014). Além de sua importância como ferramenta para pesquisa, há um enorme potencial da aplicação deste tipo de tecnologia em sistemas ambulatoriais, seja para auxiliar no diagnóstico clínico ou para quantificação do comprometimento motor, este último servindo de referencial para o fisioterapeuta no planejamento da reabilitação motora, bem como possibilitando uma constante reavaliação e acompanhamento da evolução do paciente no tratamento (ZANG et. al., 2012).

Comparativamente ao método de análise de imagens de vídeo, os *wearables* dirigidos para a área da observação da dinâmica e cinemática do movimento dos membros inferiores, apresentam melhorias e vantagens substanciais, tais como: captam amostras de modo sistemático ao invés de recolher dados somente nos pontos predefinidos como acontece com sistemas de análise de imagens; oferecem uma melhor solução a um custo quase sempre mais económico comparado ao método de análise de imagem; permitem adquirir novos dados dos movimentos do pé, por exemplo, desde o momento de contato no chão até o momento em que este deixa de o contactar; recolhem os dados normalmente com complemento de uma aplicação (web, mobile ou desktop) e devolvem ao utilizador uma junção de informação tratada e de fácil interpretação.

Um calçado do tipo papete, aqui denominada “Papete Inteligente”, foi equipada com sensores inerciais para apoiar a reabilitação e avaliação do PTC. A Papete foi projetada e desenvolvida em um projeto de iniciação científica anterior na Universidade Presbiteriana Mackenzie. A Papete foi equipada com um módulo Arduíno contendo sensores inerciais (giroscópios, acelerômetros) e sensores de infravermelhos e fornece suporte para comunicação serial com a plataforma de jogos Unity 3D e um assistente robótico. Fazendo uma analogia, a papete é como um joystick conectado no computador, via cabo USB, para controle de jogos. Trata-se de um projeto guarda-chuva multidisciplinar envolvendo pesquisadores do Programa de Pós-graduação em Distúrbios do Desenvolvimento, pesquisadores e alunos da FCI. O objetivo geral deste projeto guarda-chuva é projetar e desenvolver tecnologias *wearable* para reabilitação e avaliação de membros inferiores e avaliar os efeitos de um programa de intervenção fisioterapêutica com crianças com PTC. A Papete Inteligente poderá, portanto, viabilizar um treinamento físico (reabilitação), o monitoramento e a avaliação de crianças que tiveram correção parcial e/ou se encontram em tratamento e acompanhamento de PTC.

A proposta deste projeto de iniciação científica é desenvolver um assistente robótico construído sobre um chassi de acrílico (carrinho para controle remoto) e um circuito de controle com objetivo de estimular movimentos de flexão dorsal/plantar (movimentar o pé para cima e para baixo). Como objetivo secundário pretende-se, neste projeto, desenvolver um assistente robótico; integrar o robô com a Papete através de comunicação sem fio; e realizar um estudo de usabilidade com crianças com e sem PTC.

**1.1.** **PROBLEMA DE PESQUISA**

A literatura mostra um considerável número de estudos sobre robótica aplicada à reabilitação de membros inferiores, especialmente para tornozelos e joelhos (DIAZ et al., 2011). No entanto, mais da metade não foi comercializada e os que estão atualmente disponíveis no mercado ainda não foram desenvolvidos para aplicação domiciliar. Os principais motivos são custos elevados, falta de evidências de melhoria clínica, necessidade de um protocolo de terapia e critérios de avaliação. Além disso, os sistemas atuais são um pouco volumosos e os sistemas vestíveis ainda carecem de soluções de fonte de alimentação de longa duração.

O problema desta pesquisa se concentra em verificar se a Papete Inteligente, integrada ao módulo robótico, a ser desenvolvido neste projeto, é seguro, aplicável, aceitável e promoverá efeitos positivos na função motora de membros inferiores, semelhante à fisioterapia convencional, e que permitirá gerar dados quantitativos de parâmetros importantes na marcha.

**1.3.** **OBJETIVOS DA PESQUISA**

O objetivo geral desta pesquisa é projetar e desenvolver um modelo robótico que será integrado em uma Papete para reabilitação de crianças com PTC. Para isso será necessário executar as seguintes etapas:

1. Especificação dos requisitos dos robô;
2. Projeto e desenvolvimento de modelo robótico;
3. Projeto e desenvolvimento do circuito (pista) com obstáculos;
4. Integração de módulo de comunicação Wifi conectando o robô e a papete;
5. Desenvolvimento do módulo de coleta e armazenamento de dados;
6. Testes de integração com a Papete;
7. Estudo de usabilidade com 10 crianças com PTC;
8. Elaboração de 01 artigo científico para evento científico.

**1.4.** **JUSTIFICATIVA E RELEVÂNCIA SOCIAL**

As terapias tradicionais de reabilitação são muito trabalhosas, especialmente para a reabilitação dos pés e da marcha, geralmente exigindo a presença de um ou mais terapeuta para auxiliar manualmente as pernas e o tronco do paciente para realizar o treinamento. Esse fato impõe um enorme ônus econômico ao sistema de saúde de qualquer país, limitando sua aceitação clínica. Além disso, a escassez esperada de profissionais de saúde especializados e a necessidade de atendimento de qualidade ainda mais alto prevêem um aumento no custo médio. Todos esses fatores estimulam a inovação no domínio da reabilitação (GELDERBLOM et al., 2009), tornando-a mais acessível e disponível para mais pacientes e por um período mais longo.

A robótica para o tratamento de reabilitação é um campo emergente que deve crescer como uma solução para automatizar o treinamento. A reabilitação robótica pode (i) substituir o esforço de treinamento físico de um terapeuta, permitindo movimentos repetitivos mais intensos e administrar terapia a um custo razoável; e (ii) avaliar quantitativamente o nível de recuperação motora medindo os padrões de força e movimento.

Além do potencial de uso em sessões de reabilitação motora de membros inferiores, o assistente robótico controlado por um dispositivo vestível poderá trazer contribuições para a área da biomecânica, através de um novo método de aquisição de dados quantitativos para análise e avaliação dos pés de crianças com PTC. As clínicas de fisioterapia poderão ser beneficiadas com a definição de técnicas de medição e análise quantitativa de movimentos dos pés, inclusive de crianças, com o auxílio deste sistema portátil, de baixo custo e de fácil operação. Geralmente, laboratórios de análise biomecânica da marcha possuem custo muito elevado e exigem profissionais treinados na coleta e avaliação dos dados, o que inviabiliza sua utilização em ambientes clínicos afastados dos grandes centros. Por último, por se tratar de um dispositivo vestível e de simples manuseio, a Papete poderá viabilizar um maior estímulo para continuidade de exercícios terapêuticos em domicílio.

**2. REFERENCIAL TEÓRICO**

**2.1. Dispositivos Não-convencionais de Interação**

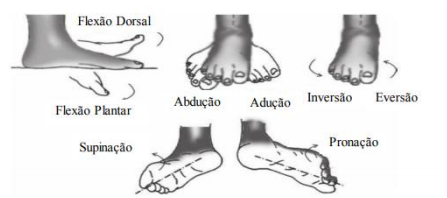
**2.1 Pé torto congenito**

O pé torto congênito (PTC) é uma deformidade congênita de maior prevalência na ortopedia (SANTINI; FILHO, 1977). É caracterizada por um pé excessivamente virado (equinovarus) e arco longitudinal medial alto (cavus) que, se não tratado, leva à incapacidade funcional a longo prazo. No Brasil, cerca de 2:1000 nascidos vivos são acometidos pelo PTC (FERREIRA, 2018).

A etiologia do PTC não é totalmente esclarecida e a explicação mais comum está relacionada à parada do desenvolvimento fetal em torno da 8° e 10° semana de vida intrauterina, fase em que os pés apresentam aspecto anatômico bem parecido com o PTC, o que impediria o curso normal de correção espontânea da deformidade (FERREIRA, 2018). Alguns estudos também ressaltam a influência dos fatores genéticos no aparecimento do PTC (FERREIRA, 2018).

O tratamento pode ser conservador ou cirúrgico e deve ser iniciado o mais cedo possível, porém, com acompanhamento a longo prazo, devido ao risco de recidiva da doença (FERREIRA, 2018). O tratamento para pé torto congênito pelo método de Ponseti (PONSETI, 2000) deve ser iniciado nos primeiros dias de vida e engloba a manipulação das pernas da criança pelo médico ortopedista e a colocação de gesso a cada semana durante cerca de cinco meses. Depois deste período, a criança passa a usar bota ortopédica, utilizada para imobilizar o pé até completar os 3 ou 4 anos de idade. Este método destaca-se por propiciar resultados mais satisfatórios e diminuir a Crianças que tiveram correção parcial de PTC, após cinco ou seis anos, necessitam de tratamento complementar para a correção definitiva do pé (SOARES, 2007; FERREIRA, 2018).

Geralmente é preciso treinar o movimento de eversão para a correção da pisada pronada (pé virado para dentro) ou exercícios de inversão para correção da pisada supinada (pé virado para fora). Esses movimentos são controlados pelos músculos da perna para execução dos movimentos essenciais do pé (flexão plantar, flexão dorsal, inversão, eversão, supinação e pronação – Figura 1). Sendo a supinação um conjunto dos diferentes movimentos do pé, ou seja, é uma combinação de inversão, flexão plantar e adução. Enquanto a pronação é o inverso, é uma combinação de eversão, flexão dorsal e uma ligeira abdução (Da Luz, 2016).



**Figura 1.** Movimentos do pé (Fonte: Da Luz, 2016)

A presente pesquisa limitar-se-á ao estudo dos movimentos de pronação (combinação de eversão, flexão dorsal e uma ligeira abdução) dos pés que são muito importantes para a marcha e, consequentemente, para as atividades de vida diária e para o esporte.

**2.2 SISTEMAS ROBÓTICOS PARA REABILITAÇÃO DE MEMBROS INFERIORES**

Robótica é um ramo multidisciplinar onde engenheiros e profissionais de computação desenvolvem modelos robóticos que possibilitam a automatizar tarefas domésticas, industriais, procedimentos cirúrgicos e auxiliar na reabilitação e avaliação de pacientes (CALABRO et al., 2016). Na última década, o número de sistemas robóticos existentes para reabilitação aumentou consideravelmente, principalmente devido ao sucesso de kits de desenvolvimento mais acessíveis e fáceis de manipular como Arduino, Raspberry Pi e à crescente demanda causada pelo aumento do número de pacientes com deficiência motora e seus altos custos de reabilitação associados (DIAZ et al., 2011)).

O uso da robótica na reabilitação pode contribuir com o terapeuta e apresentar vantagens em relação à reabilitação convencional. Na terapia convencional, o terapeuta ajuda e incentiva o paciente através de exercícios repetitivo com intuito de estimular a neuroplasticidade do cérebro. A natureza repetitiva da terapia pode ser oferecida por um robô que, além de ajudar com os exercícios de reabilitação, podem coletar dados precisos dos movimentos realizados pelos pacientes, tornando-se um instrumento moderno e eficaz no tratamento (KREBS 2007; ANDRADE 2012). Além disso, modelos robóticos têm potencial de melhorar a imersão e o engajamento do paciente com a terapia (KREBS, 2003).

O comprometimento do PTC pode levar a uma atividade muscular reduzida ou inexistente ao redor do tornozelo e joelho, causando a incapacidade de um indivíduo levantar e soltar o pé. O movimento do tornozelo é muito complicado devido às suas estruturas ósseas complexas (SUI et al., 2009). Os movimentos gerais do tornozelo podem ser organizados como dorsiflexão e flexão plantar; inversão e eversão; abdução e adução; pronação e supinação. Muitos sistemas foram desenvolvidos para reforçar ou restaurar esses movimentos do tornozelo e joelho especificamente. Esses sistemas podem ser agrupados em órteses de pé estacionárias ou ativas.

Sistemas estacionários são aqueles mecanismos robóticos projetados para exercitar os movimentos do tornozelo e joelho humanos sem andar. O paciente está posicionado sempre no mesmo local e apenas o membro alvo é exercitado. O sistema “Rutgers Ankle” foi o primeiro desse tipo. É uma interface tátil do tipo plataforma que fornece forças resistivas no pé do paciente, em resposta a exercícios baseados em realidade virtual (GIRONE et al., 2001). Muitos ensaios clínicos foram realizados com esse sistema DEUTSCH et al., 2007), mostrando a melhora do paciente nas medidas clínicas de força e resistência. Em Boian et al. (2005), o sistema foi estendido para uma configuração de plataforma dupla para ser usada para simulação e reabilitação da marcha.

Muitos sistemas foram desenvolvidos para reabilitação do tornozelo. O Istituto Italiano di Tecnologia desenvolveu um robô para reabilitação de tornozelos (SAGLIA et al., 2009) que permite realizar exercícios de flexão plantar/dorsal e inversão/eversão usando um mecanismo de desempenho com redundância de atuação para eliminar a singularidade e aprimorar a destreza do pé. O Instituto de Ciência e Tecnologia de Gwangju (GIST) desenvolveu um robô que permite movimentos de tornozelo e pé (YOON et al., 2005), incluindo elevação de dedos e calcanhares, bem como rotações tradicionais de tornozelo. O sistema foi projetado para executar exercícios de fortalecimento e equilíbrio. O sistema Northeastern University Virtual Ankle and Balance Trainer (NUVABAT) é um dispositivo de reabilitação compacto e de baixo custo para o treinamento do exercício de amplitude de movimento do tornozelo nas posições sentado e em pé, além de treinamento para mudança de peso e equilíbrio em pé (DING et al., 2006). Homma et al. (2007) desenvolveram um dispositivo robótico para dorsiflexão e flexão plantar do tornozelo que pode ser aplicado a pacientes com deformidade complicada da articulação do tornozelo.

O Active Knee Rehabilitation Orthotic Devices (AKROD), fornece amortecimento variável na articulação do joelho, controlado de maneira a facilitar a recuperação motora em pacientes pós-AVC e outras doenças neurológicas e acelerar a recuperação em pacientes com lesão no joelho (NIKITCZUK et al., 2009). Embora tenha sido agrupado como um sistema estacionário, o AKROD está sendo adaptado e testado para ser acionado durante a caminhada. O Hybrid Assistive Limb é um robô vestível projetado para reabilitação (versão de corpo inteiro e versão de duas pernas) (KAWAMOTO et al., 2002). O robô tem sido usado para realizar testes clínicos para apoiar a caminhada de pessoas com hemiplegia (SUZUKI et al., 2005).

Destes trabalhos apresentados, mais da metade não foram comercializados e os sistemas disponíveis no mercado ainda não foram desenvolvidos para aplicação em casa. Os principais motivos são custos elevados, falta de evidências de melhoria clínica e a necessidade de um protocolo de terapia e critérios de avaliação. Além disso, os sistemas atuais são um pouco volumosos e os sistemas vestíveis ainda carecem de soluções de fonte de alimentação de longa duração.

**4. PROCEDIMENTOS METODOLÓGICOS**

Este estudo possui caráter exploratório e descritivo, do tipo série de casos envolvendo uma equipe multidisciplinar, composta por pesquisadores das áreas de: Ciência da Computação da Faculdade de Computação e Informática da Universidade Presbiteriana Mackenzie (FCI-UPM) e do Programa de Pós-Graduação em Distúrbios do Desenvolvimento (PPG-DD). Inicialmente coube a parte da equipe de desenvolvimento (FCI-UPM) especificar, projetar e implementar a Papete Inteligente. Em seguida, foi elaborada a proposta à qual pertence este projeto de IC, que é de desenvolvimento e avaliação do assistente robótico para reabilitação do PTC.

**4.1. ARQUITETURA DA PAPETE INTELIGENTE**

Descreve radio… como fez… como funciona comunicação…

Criar fluxograma de troca de informação entre papete / microcontrolador / computador

Liguei o VCC em 5V… (mapeamento)... e diagrama mais abrangente...

O hardware da Papete Inteligente foi desenvolvida na plataforma de código aberto Arduino implementado sob um microcontrolador ATmega328P da Atmel. Alem da plataforma Arduino, foi implementado no hardware os seguintes sensores (Figura 2):

1. ***Sensores de distância à laser modelo VL53L0X posicionados próximo ao primeiro metatarso e ao calcâneo:*** responsáveis por medir respectivamente o ganho no movimento de dorsiflexão e flexão plantar através da análise da distância do sensor em relação a chão. A alimentação do sensor VL53L0X é fornecida via Arduino com tensão variando entre 3,6V à 5V.

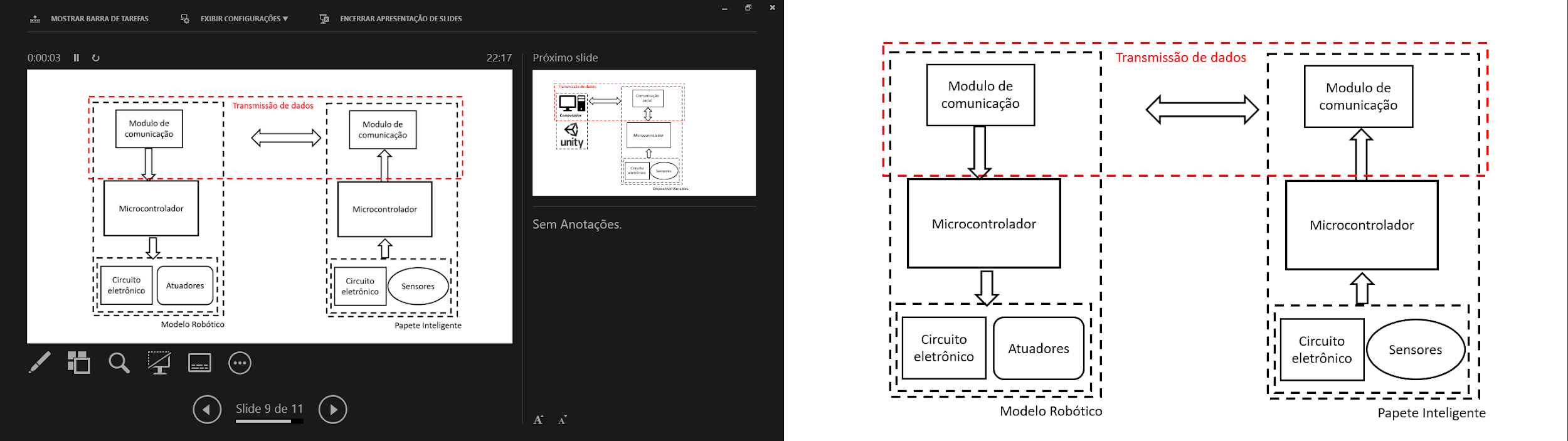
2. ***Acelerômetro com giroscópio modelo MPU-6050 posicionado na cabeça do terceiro metatarso***: responsável por detectar os movimentos de inversão/eversão do pé. A alimentação do sensor MPU-6050 é fornecida via Arduino com tensão variando entre 3V à 5V.

|  |  |
| --- | --- |
| **Figura 2.** Posicionamento dos sensores na Papete. | Apesar da baixa voltagem para alimentação dos sensores, os mesmos apresentam-se fixados na parte externa das alças do calçado visando evitar o contato dos circuitos eletrônicos com a pele do paciente. |

Atualmente a Papete está integrada um módulo de comunicação via *Universal Serial Bus* (USB). É objetivo deste projeto desenvolver um módulo de conexão sem fio, via wifi para simplificar a portabilidade do calçado e facilitar o uso em sessões de reabilitação motora da marcha. A conexão USB permite não somente a comunicação da Papete com o jogo, como também fornece energia para alimentar do hardware Arduino.

**4.1. PROPOSTA DO ASSISTENTE ROBÓTICO**

A implementação de um modelo robótico consiste no desenvolvimento e integração de hardware e software, onde sensores que detectam condições do ambiente enviam informações ao sistema de controle que irá processá-los e tomar a decisão por qual ou quais atuadores serão acionados ocasionando a movimentação do robô. Neste projeto de IC, o robô será projetado em sistema de malha aberta onde toda a movimentação do robô será controla através do dados coletados e enviados pela Papete Inteligente (Figura 3).

****

**Figura 3.** Arquitetura do assistente robótico para reabilitação.

A integração da Papete com o assistente robótico será feita por um módulo de comunicação sem fio que será adicionada à arquitetura da Papete e enviará as informações coletadas pela papete para o robô. As informações sobre o hardware usado na comunicação entre a papete e o robô serão discutidas no módulo de comunicação do robô. O hardware do robô será implementado sobre um chassi de acrílico comercial (Figura 4), conhecido como Chassi robótico modelo *Two-wheel drive* (2WD), constituído de motores DC e 2 rodas com pneus de borracha.



**Figura 4.** Chassi robótico 2WD do assistente robótico.

O assistente robótico pode ser segmentado em 03 módulos: comunicação, inteligência e controle; e atuação. Neste projeto, os módulos serão implementados conforme as especificações a seguir:

* Para construção do módulo de comunicação do assistente robótico será integrada, à plataforma Arduino, o módulo de baixo custo nRF24L01 que opera em 2,4GHz configurado como receptor. Esse módulo será responsável por receber os dados enviados pela Papete e encaminhá-los para o módulo de inteligência e controle. Na arquitetura da papete também será incorporado um módulo nRF24L01, configurado como transmissor, que enviará as informações coletadas pelos sensores da papete.
* O módulo de inteligência e controle será implementado no Arduino e será responsável pela execução do algoritmo de controle dos atuadores assim como de controle da comunicação que será desenvolvido. Neste módulo além de definir como será o protocolo de comunicação para a passagem de informações entre a papete e o modelo robótico, o microcontrolador também será responsável por controlar a operação dos motores do modelo robótico.
* O módulo de atuação será construído pelos dois motores de corrente contínua (tensão de operação 3-6V) com caixa de redução 48:1 e uma ponte H responsável por determinar o sentido da corrente que irá chegar até os motores.

Para alimentação do assistente robótico será utilizado um power bank de 5V (1.5 mAh) que irá alimentar o arduino e uma bateria selada de 6V(1,3A) que será ligada a ponte H para alimentar os motores. Como proposta de reabilitação com o auxílio do assistente robótico, será confeccionada a plotada uma pista alternado retas, curvas e obstáculos que será posicionada no chão. O assistente robótico será posicionado sobre a pista e usuário utilizará a Papete inteligente para movimentar o robô que deverá completar o percurso desviando dos obstáculos. O acionamento dos atuadores do robô será realizada através dos seguintes movimentos:

* **Flexão dorsal e plantar:** quando o usuário realizar o movimento de dorsiflexão o Arduino irá polarizar os dois motores fazendo com que o robô se desloque para a frente. Quando o usuário realizar o movimento de flexão plantar o Arduino também irá polarizar os dois motores mas, o sentido da corrente será invertido em relação a polarização feita no movimento de dorsiflexão fazendo com que o robô se desloque para trás. Tanto na flexão plantar quanto na Dorsiflexão a velocidade dos motores será modulada em função da amplitude do movimento através da função PWM “Pulse Width Modulation” (Banzi, 2015). Quanto maior a distância do sensor em relação ao chão, maior será a largura do pulso enviado para alimentar os motores e consequentemente, maior será a velocidade do motor.
* **Inversão e eversão:** durante os movimentos de inversão e eversão (virar o pé para fora e para dentro no plano sagital) o assistente robótico irá acelerar somente um motor fazendo com que o robô vire para a direita (durante movimento de inversão) ou para a esquerda (durante movimento de eversão).

**ESTUDO DE USABILIDADE**

Embora o objetivo de qualquer sistema de reabilitação da função motora deva ser a melhoria no(s) membro(s) afetado(s), é necessário executar ensaios em larga escala com usuários por um período de várias semanas para avaliar a eficácia da intervenção. Esta validação será feita em um segundo momento pelo fisioterapeuta, em seu projeto de doutorado, para averiguação de aplicabilidade clínica e, portanto, está fora do escopo deste projeto. Optou-se, portanto, focar na avaliação da usabilidade e funcionalidade do assistente robótico. Serão coletados dados observacionais e de questionário para determinar a percepção dos participantes sobre a usabilidade, apelo e prazer de controlar o robô com a Papete Inteligente. Para a medição da usabilidade, serão desenvolvidos testes para determinar o grau de eficiência, eficácia e satisfação gerados nos dois grupos de crianças que usarão o robô conforme recomenda a ISO 9241-11. Os objetivo do estudo é comparar os dois grupos, em termos de usabilidade, e também para comparação dos parâmetros de medidas dos pé como angulação, velocidade e cadência entre crianças típicas (sem PTC) e atípicas (com PTC).

**5. CRONOGRAMA**

O projeto terá duração de 12 meses, conforme especificado na Tabela 1.

**Tabela 1.** Cronograma de Atividades

|  |  |  |  |  |  |  |  |  |  |  |  |  |
| --- | --- | --- | --- | --- | --- | --- | --- | --- | --- | --- | --- | --- |
| **Atividades** | **Meses** | | | | | | | | | | | |
| **1** | **2** | **3** | **4** | **5** | **6** | **7** | **8** | **9** | **10** | **11** | **12** |
| Construção do modelo robótico e integração do módulo de inteligência e e controle e do módulo de atuação | X | X |  |  |  |  |  |  |  |  |  |  |
| Implementação do módulo de comunicação (papete e robô) |  | X | X |  |  |  |  |  |  |  |  |  |
| Controle do robô por Dorsiflexão e Flexão plantar |  |  |  | X | X |  |  |  |  |  |  |  |
| Controle do robô por eversão e inversão |  |  |  |  |  | X | X |  |  |  |  |  |
| Estudo de usabilidade (planejamento e execução) |  |  |  |  |  |  |  | X | X |  |  |  |
| Análise dos dados |  |  |  |  |  |  |  |  |  | X | X |  |
| Elaboração do artigo científico |  |  |  |  |  |  |  |  |  |  | X | X |

**REFERÊNCIAS**

Andrade K. O., M. J. (2012). Relative Performance Analysis for Robot Rehabilitation Procedure with Two Simultaneous Users. The Fourth IEEE RAS/EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics , 1530-1534.

Banzi, M. e. (2015). "Primeiros passos com o Arduíno. 2a. ed". São Paulo: Novatec.

Boian, R. F., Bouzit, M., Burdea, G. C., Lewis, J., & Deutsch, J. E. (2005, June). Dual Stewart platform mobility simulator. In 9th International Conference on Rehabilitation Robotics, 2005. ICORR 2005. (pp. 550-555). IEEE.

Brandes, M. et al. Accelerometry based assessment of gait parameters in children. Gait Posture, v. 24, n. 4, p. 482–486, 2006.

Calabro, R. S., Cacciola, A., Berte, F., Manuli, A., Leo, A., Bramanti, A., ... & Bramanti, P. (2016). Robotic gait rehabilitation and substitution devices in neurological disorders: where are we now?. Neurological Sciences, 37(4), 503-514.

Da Luz, A. Enfermagem Orto-pediátrica e o pé boto. Trabalho de Conclusão de Curso de Graduação em Enfermagem da Universidade do Mindelo, 2016.

Deutsch, J. E., Lewis, J. A., & Burdea, G. (2007). Technical and patient performance using a virtual reality-integrated telerehabilitation system: preliminary finding. IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, 15(1), 30-35.

Ding, Y., Sivak, M., Weinberg, B., Mavroidis, C., & Holden, M. K. (2010). Nuvabat: northeastern university virtual ankle and balance trainer. In 2010 IEEE Haptics Symposium (pp. 509-514). IEEE.

Djuric-Jovicic, Milica, D.; Jovicic, Nenad S.; Popovic, Dejan B. Kinematics of gait: new method for angle estimation based on accelerometers, In: Sensors, v. 11, n.11, p. 10571-10585, 2011.

Ferreira, D. R. D. M. J. (2018). Análise cinemática do andar de crianças com pé torto congênito tratadas pelo método funcional francês adaptado. Tese de Doutorado, Universidade de São Paulo.

Ferri, C.A. et al. Rede de sensores inerciais e eletromiografia para análise da marcha humana= Network of inertial sensors and electromyography to the analysis of human gait. 2017. Tese de doutorado. Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Engenharia Elétrica e de Computação, Campinas, 2017.

Flores, A.M.C. Análise da marcha em crianças com tratamento cirúrgico do pé boto. Tese de Doutorado. Instituto Politécnico de Bragança, Escola Superior de Tecnologia e Gestão, 2014.

Furnee, H. Real-time motion capture systems. In Three-Dimensional Analysis of Human Locomotion; Allard, P.; Cappozzo, A.; Lundberg, A.; Vaughan, C.L., Eds.; Wiley: New York, NY, USA, p. 85-108, 1997.

Gelderblom, Gert Jan et al. Rehabilitation robotics in robotics for healthcare; a roadmap study for the European Commission. In: 2009 IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics. IEEE, 2009. p. 834-838.

Girone, M., Burdea, G., Bouzit, M., Popescu, V., & Deutsch, J. E. (2001). A Stewart platform-based system for ankle telerehabilitation. Autonomous robots, 10(2), 203-212.

Greene, B. R. et al. An adaptive gyroscope-based algorithm for temporal gait analysis. Med. Biol. Engineering and Computing, v. 48, n. 12, p. 1251-1260, 2010.

Krebs, H.J.P. (2003). Rehabilitation robotics: Performance-based progressive robot-assisted therapy,” Autonomous Robots". 15, 7–20.

Homma, K., & Usuba, M. (2007). Development of ankle dorsiflexion/plantarflexion exercise device with passive mechanical joint. In 2007 IEEE 10th international conference on rehabilitation robotics (pp. 292-297). IEEE.

Jasiewicz, J. M. et al. Gait event detection using linear accelerometers or angular velocity transducers in able-bodied and spinal-cord injured individuals, Gait & Posture, v. 24, n4, p. 502-509, 2006.

Kawamoto, H.; Sankai, Y. (2002). Power assist system HAL-3 for gait disorder person. In International Conference on Computers for Handicapped Persons (pp. 196-203). Springer, Berlin, Heidelberg.

Krebs H. I., V. B. (2007). Robot-Aided Neurorehabilitation: A Robot for Wrist Rehabilitation. IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, 15(3), 327-335.

Nikitczuk, J., Weinberg, B., Canavan, P. K., & Mavroidis, C. (2009). Active knee rehabilitation orthotic device with variable damping characteristics implemented via an electrorheological fluid. IEEE/ASME transactions on Mechatronics, 15(6), 952-960.

Ponseti, I.V. Clubfoot management. Journal of Pediatric Orthopaedics, v. 20, n. 6, p. 699-700, 2000.

Saglia, J. A., Tsagarakis, N. G., Dai, J. S., & Caldwell, D. G. (2009). A high-performance redundantly actuated parallel mechanism for ankle rehabilitation. The International Journal of Robotics Research, 28(9), 1216-1227.

Santini, R.A.; Filho, J.S. Pé torto congênito. Revista Brasileira de Ortopedia, v. 12, p 1-15, 1977.

Soares, R.J. Análise de parâmetros biomecânicos na locomoção de crianças portadoras de pé torto congênito. 2007. Tese de Doutorado. Universidade de São Paulo.

Sui, P., Yao, L., Lin, Z., Yan, H., & Dai, J. S. (2009). Analysis and synthesis of ankle motion and rehabilitation robots. In 2009 IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics (ROBIO) (pp. 2533-2538). IEEE.

Suzuki, K., Kawamura, Y., Hayashi, T., Sakurai, T., Hasegawa, Y., & Sankai, Y. (2005, October). Intention-based walking support for paraplegia patient. In 2005 IEEE International Conference on Systems, Man and Cybernetics (Vol. 3, pp. 2707-2713). IEEE.

Tao W, Zhang X, Chen X, Wu D, Zhou P. Multi-scale complexity analysis of muscle coactivation during gait in children with cerebral palsy. Frontiers in Human Neuroscience, v. 9:367, 2015.

Xu, W. et al. Smart insole: a wearable system for gait analysis. PETRA`12, p. 18-21, 2012.

Yoon, J.; Ryu, J. (2005). A novel reconfigurable ankle/foot rehabilitation robot. In Proceedings of the 2005 IEEE International Conference on Robotics and Automation (pp. 2290-2295). IEEE.